



歩行時の筋活動パターンの可聴化

著者	中川 稜介
内容記述	筑波大学修士(情報学)学位論文・平成31年3月25日 授与(41297号)
発行年	2019
URL	http://hdl.handle.net/2241/00159778

歩行時の筋活動パターンの可聴化

筑波大学

図書館情報メディア研究科

2019年03月

中川 稜介

目次

第1章	はじめに	1
1.1	研究の背景と目的	1
1.2	論文の構成	1
第2章	関連研究	2
2.1	可聴化	2
2.2	歩行周期	2
2.3	下肢	2
2.3.1	関節	2
2.3.2	代表的な筋肉の活動パターン	4
	股関節	4
	膝関節	4
	足関節	4
2.4	筋電位	4
2.4.1	筋電位発生メカニズム	4
2.4.2	計測方法	4
第3章	システム構成	6
3.1	筋電位計測	6
3.1.1	使用した機材	6
3.1.2	計測部位	6
3.2	信号処理	8
3.2.1	整流化	9
3.2.2	チャンネル内正規化	9
3.3	可聴化	10
3.3.1	パラメータマッピング可聴化	10
第4章	評価実験	12
4.1	実験1	12
4.1.1	目的	12
4.1.2	条件	12
4.1.3	手順	12
4.1.4	結果	13
4.2	実験2	14
4.2.1	目的	14
4.2.2	条件	14
4.2.3	手順	14
4.2.4	結果	15

4.3	考察	18
4.3.1	実験 1	18
4.3.2	実験 2	18
第 5 章	まとめと今後の課題	19
5.1	まとめ	19
5.2	今後の課題	19
	謝辞	20
	参考文献	21
付 録 A	実験 2 で用いた Google Form	23
付 録 B	実験 2 で用いた刺激音のファイル名と正解ラベルの対応	25

図 目 次

2.1	下肢の関節	3
2.2	実際の筋電位	5
3.1	システム模式図	6
3.2	下肢の筋肉, センサーを貼付した位置, 可聴化した筋肉	7
3.3	システム内の信号処理の流れ	8
3.4	正規化	10
3.5	歩行周期中の筋活動パターン	11
4.1	実験環境	12
4.2	実験 1 の結果: 歩速	13
4.3	実験 1 の結果: 歩幅	14
4.4	実験手順	15
4.5	正答率	16
4.6	正解データ A に対する回答の割合	16
4.7	正解データ B に対する回答の割合	17
4.8	正解データ C に対する回答の割合	17

表 目 次

3.1 筋肉と音の割当	10
-----------------------	----

第1章 はじめに

1.1 研究の背景と目的

歩行運動は人間にとってもっとも身近な運動のひとつであり，生活のあらゆる場面で必要不可欠な運動である．一方で，病気や事故の後遺症のために歩行に障害を抱える人たちがいる．彼らは歩幅が小さかったり，左右のバランスがとれていないなどの理由からぎこちない歩き方をする．不安定な歩行はエネルギーの変換効率が悪く体力の消耗が激しいために長距離を歩くことが困難である場合もある．歩く速度の著しい低下は日常生活に支障をきたす．

主な治療方法は理学療法士との歩行リハビリテーションである．理学療法士は主に観察，触診，口頭でのフィードバックなどを通して彼らの歩行を改善していく．

歩行運動には筋肉の適切な協調が必要である．しかしながら，複数の筋肉の状態を目視で追跡することは困難である．

筋肉の活動を観察する手法のひとつに筋電図が広く知られている．筋収縮の様子をグラフや音で患者にフィードバックするリハビリテーション手法が存在する [1]．脳卒中片麻痺患者の歩行リハビリテーションにおいても筋電図を用いたフィードバックが推奨されている [2]．

そこで本研究では，リアルタイムでの筋肉の協調を観察しやすくする目的で複数の筋肉の活動を音に変換してフィードバックするシステムを作成し，評価実験を行った．

1.2 論文の構成

本論文は全5章で構成される．第1章では研究の背景について述べる．第2章では本研究に関連する研究についてまとめる．第3章では本研究で構築したリアルタイム可聴化システムについて述べ，第4章ではシステムを評価する実験について述べる．第5章では本研究のまとめと今後の課題について述べる．

第2章 関連研究

2.1 可聴化

The Sonification Handbook[3] では可聴化について次のように述べている.「可聴化とはコミュニケーションや解釈を促すことを目的として, データを音という知覚できる形式に変換することである.」Hermann はデータを入力として音信号を生み出す技術は以下に挙げる 4 つの条件を満たす場合に可聴化と呼ぶと述べている [4].

1. 音が入力データの特性や関係性を反映していること
2. 音への変換の方法が厳密に定義されていること
3. 結果が再現可能であること
4. 意図的に異なるデータを入力できること. また, 同じデータを繰り返し入力できること

聴覚情報を用いたフィードバックのメリットは, 視覚的注意を必要としないので視覚情報を用いたフィードバックとくらべて, 様々な姿勢や動作が可能になることである. この点はリハビリテーションと相性がよい. Aruin[5] らは歩幅の狭い患者を対象に聴覚フィードバックをおこない, 治療後に歩幅が広がったと報告している. Yang らの研究 [6] によると筋力トレーニングに聴覚フィードバックを付与してトレーニングの質を高めることができたと述べている.

2.2 歩行周期

人の歩行運動は周期的に行われるが, その周期を歩行周期と呼ぶ [7]. 歩行開始時の踏み出し側の足が地面についてから, 同じ側の足が再び接地するまでを 1 周期とする. 歩行周期はさらに立脚期と遊脚期という 2 つの期間に分けられる. 立脚期は踏み出し側の足が地面についている期間を指し, 遊脚期は踏み出し側の足が地面から離れて体の前方に同側の足を運んでいる期間を指す.

2.3 下肢

2.3.1 関節

下肢の代表的な関節は股関節・膝関節・足関節である. 各関節の位置を Fig.2.1 に示す. 関節をまたぐ筋肉が収縮すると, 筋肉の両端が近づいて関節が動く [8]. 関節を曲げる動作を屈曲, 関節を伸ばす動作を伸展と呼ぶ. 特に足関節の伸展を底屈, 屈曲を背屈と呼ぶ.

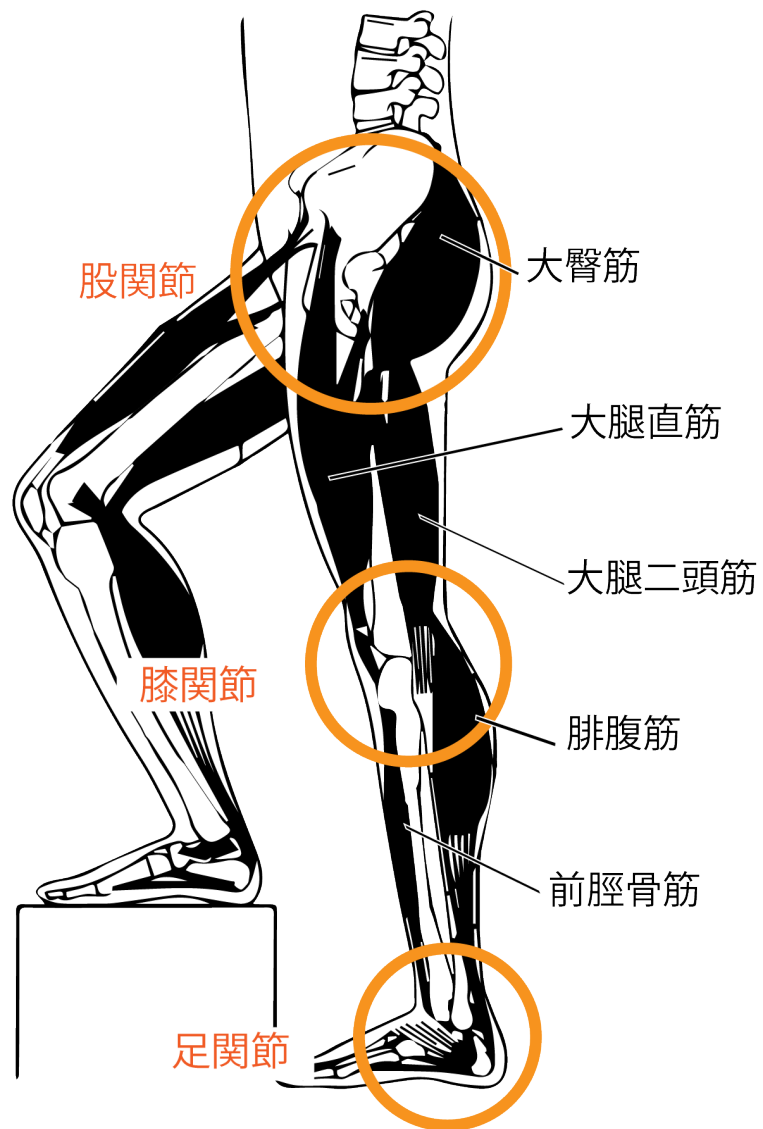


Fig 2.1: 下肢の関節 ([9] より改変)

2.3.2 代表的な筋肉の活動パターン

股関節

股関節の代表的な伸筋は大臀筋であり、代表的な屈筋は大腿四頭筋に含まれる大腿直筋である。立脚期の初期は大臀筋を含むすべての伸筋が踵接地の衝撃に備えて予備的に緊張する。このときに大臀筋は歩行周期のなかで最も緊張する。ここから立脚期の終わりに向けて筋肉の緊張は次第にゆるんでいく。遊脚期の初期には、屈曲筋群が緊張し始める。

膝関節

伸筋群である大腿四頭筋（大腿直筋、内側広筋、中間広筋、外側広筋）は協調して踵の接地時に生じる衝撃に備えるために、遊脚期の終わりから作用しつづける。少し経つと大腿直筋を除く大腿四頭筋群が活動のピークを迎え、ピーク後は次第に大腿四頭筋の活動は減少する。遊脚期に入るタイミングで膝関節は受動的に屈曲する。必要に応じて屈曲筋群である大腿二頭筋が収縮して関節角を制御する。遊脚期の終期に大腿四頭筋は収縮し始めて膝関節は伸展させる。

足関節

はじめの踵接地のときに背屈筋群は活動する。前脛骨筋は筋肉の長さが長くなりながら収縮し、底屈筋群は収縮し始める。踵が地面から離れるときに底屈筋の活動は最大になる。踵が持ち上がり始めると背屈筋が働き、つま先を持ち上げる。前脛骨筋による背屈は、前にふりだした足のつま先が地面につかないようにするために重要な役割を果たす。

2.4 筋電位

2.4.1 筋電位発生のメカニズム

筋肉は筋繊維の集合体であり、脊髄に存在する α 運動ニューロンの興奮インパルス、すなわち電位変化が神経軸索を通して筋繊維に伝わることで収縮する[10]。1つの運動ニューロンと、そのニューロンが支配する複数の筋繊維をまとめて運動単位と呼ぶ。例えば、上腕二頭筋は、約700個の運動単位から構成され、それぞれの運動単位には平均700本の筋繊維が含まれるとされている。一般に、運動単位は独立して興奮するため、表面電極で計測できる電位変化には複数のインパルスが積算されている。収縮している筋繊維の数が少ないと、筋肉は小さな力を出し、計測される電位の大きさは小さい。興奮する筋繊維の数が多くなるにつれ、計測される電位の大きさは増していく。電極を通して活動電位を計測・記録したものは筋電図（electromyography：EMG）と呼ばれている。実際の筋電位の例をFig.2.2に示す。

2.4.2 計測方法

筋電位を計測する方法として表面筋電図法が一般的である。筋電位を計測する別の手法には、針状の電極を筋肉に直接刺す針筋電図法がある。針筋電図法は局所的な筋電位を計測できるメリットが有る一方で、針電極を皮膚に刺すため侵襲性が高く危険が伴う。表面

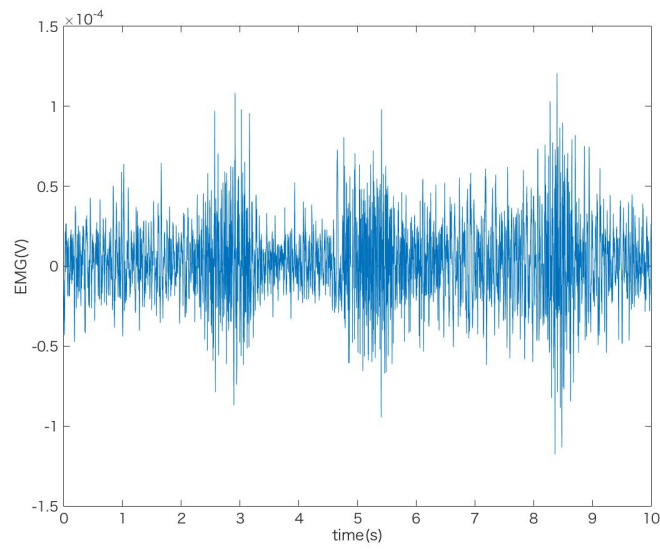


Fig 2.2: 実際の筋電位

筋電図は侵襲がなく簡単に計測が可能であることから、スポーツ科学やリハビリテーションの臨床などで広く用いられている。したがって、本研究は侵襲がなく扱いやすいという理由で表面筋電位法で筋電位を計測した。

表面筋電図法は皮膚表面に電極を貼り筋電位を計測する。電極と皮膚表面間の高インピーダンス対策として、アルコール綿で皮脂を除いたり、伝導性のペーストを塗る必要がある。

第3章 システム構成

本章では，本研究で構築したシステムについて述べる，本システムは歩行時の筋活動パターンをリアルタイムに可聴化する．Fig.3.1 に模式図を示す．

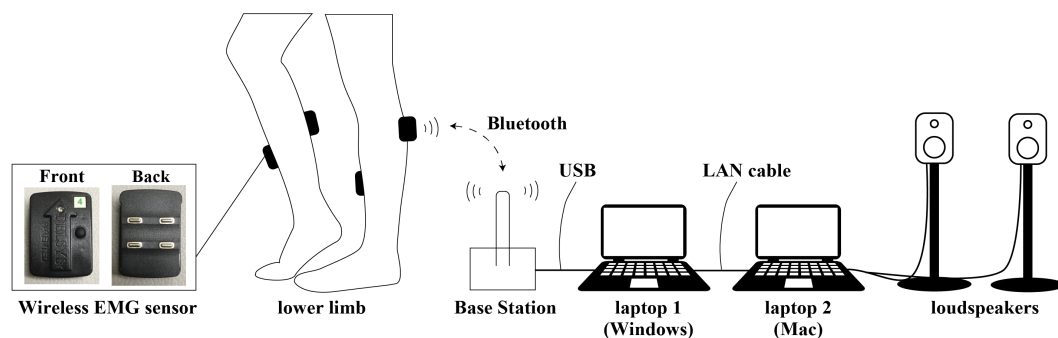


Fig 3.1: システム模式図

3.1 筋電位計測

3.1.1 使用した機材

本システムはワイヤレス筋電位センサキット，2 台のラップトップ，2 台のラウドネススピーカから構成される．筋電位の計測には Delsys 社製の Trigno ワイヤレス EMG システム（以後，Trigno と呼ぶ．）を使用した [11]．ラップトップは Windows 搭載 PC と Macbook Pro を使用した．音の提示には GENELEC 社製のアクティブ・スピーカーを 2 台使用した．

Trigno はベースステーションとセンサーから構成される．Trigno は最大で 16 個のセンサーで同時に計測できる．ベースステーションとセンサは Bluetooth で通信する．サンプリング周波数は 2000Hz，分解能は 16bit である．センサは計測したい筋肉に応じた皮膚表面に貼付される．ベースステーションは USB ケーブルで Windows 搭載 PC と接続される．

ラウドネススピーカーを 2 台使用したが，可聴化音はモノラルであるため再生される音は共通である．

3.1.2 計測部位

左右対称となる位置に，片側で 6 箇所，左右合計 12 箇所の筋電位を計測した．計測対象とした筋肉は下肢の 3 つの関節それぞれの主要な伸展筋・屈曲筋である．Fig.3.2 は下肢の筋肉とセンサを貼付した位置を示している．可聴化した筋肉の名称にはアスタリスクを付与した．

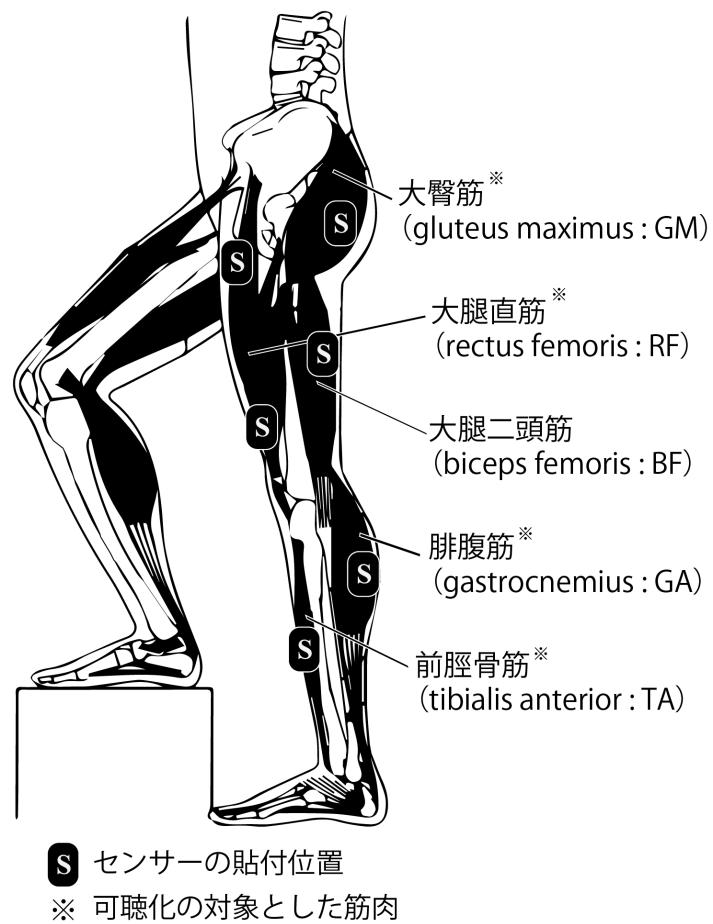


Fig 3.2: 下肢の筋肉，センサーを貼付した位置，可聴化した筋肉（[9] より改変）

3.2 信号処理

この節では、計測した EMG 信号を音に変換する処理について述べる。Fig.3.3 は信号処理の流れを説明するブロックダイアグラムである。

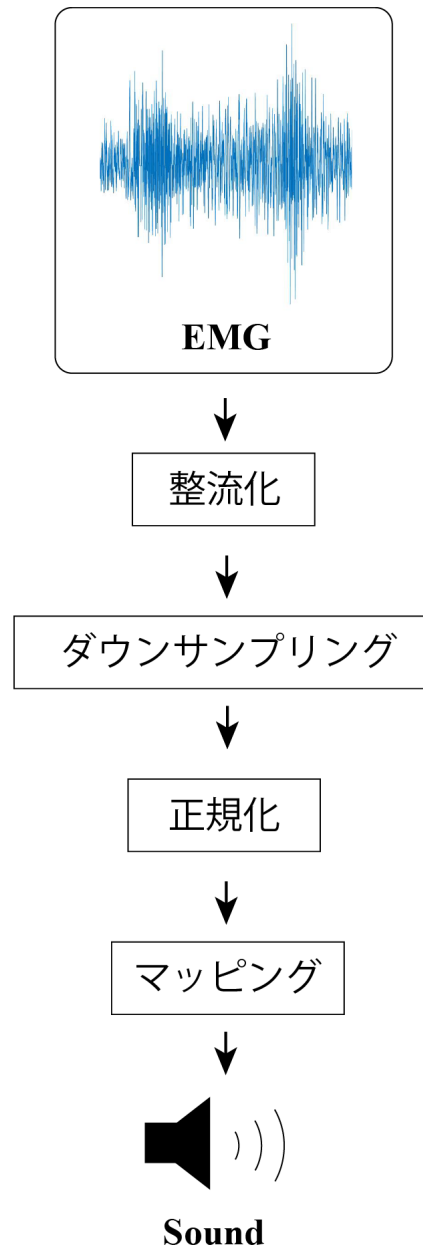


Fig 3.3: システム内の信号処理の流れ

皮膚に貼付されたセンサーは EMG 信号をベースステーションに送信する。専用のソフトウェアを起動することで USB 接続されたベースステーションから TCP/IP で EMG 信号を受信できる。なお、2018 年 12 月時点でソフトウェアが対応する OS は Windows 10, Windows 8, Windows 7, Windows Vista or Windows XP with service packs 3 である。

Windows 搭載 PC は受信した EMG 信号に対して整流化（3.2.1 節に述べる）とデータ量

削減のためのダウンサンプリングをおこなう。センサーのサンプリング周波数は 2000Hz であるが、データサイズ削減のため 1/30 にダウンサンプリングした。ダウンサンプリングされた信号は LAN ケーブルで有線接続された Mac に送信される。

Mac は MATLAB で EMG 信号を受信する。事前に算出したしきい値を用いて正規化をおこなう。正規化の詳細については 3.2.2 節で述べる。正規化された信号は OSC (Open Sound Control) 通信 [12] を用いて SuperCollider[13] に送信される。

SuperCollider はリアルタイム音響合成を得意とするプログラミング環境である。SuperCollider は受信した信号を、音高の異なる 4 種の正弦波の振幅にマッピングする。生成された音は Mac のヘッドホン端子と接続した 2 台のラウドネススピーカーから出力される。

3.2.1 整流化

振幅の絶対値を求めることを整流化 (rectification) という。整流化した波形を一定の時間範囲で積分して平滑化したものが ARV (Average Rectified Value) である。

$$ARV(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(\tau)|e(t+\tau)|d\tau$$

ここで、 $e(t)$ は EMG 信号である。 $h(\tau) \geq 0$ は重み係数であり、 $\int_{-\infty}^{\infty} h(\tau)d\tau = 1$ となるように設定する。システムでは 400 サンプルの移動平均となるような重みを設定した。平滑化の時定数は 0.2s とした。センサーで計測した EMG 信号を上記の計算式により整流化した。整流化された EMG 信号は、このあとの処理でダウンサンプリングされる。

3.2.2 チャンネル内正規化

音のパラメータにマッピングするために複数の筋肉から計測した EMG 信号の正規化を MATLAB でおこなった。事前に計測した歩行データから上限のしきい値と下限のしきい値を求める。2つのしきい値を用いて値が 0 から 1 になるように筋肉ごとに正規化をおこなう。正規化に用いたしきい値の算出方法を下に示す。

$$y_i = \max_{10i \leq t < 10i+100} x(t)$$

$$z_i = \min_{10i \leq t < 10i+100} x(t)$$

$$Y = \text{median } y_i$$

$$Z = \text{median } z_i$$

式中の $x(t)$ はダウンサンプリング後の EMG 信号を表している。 i はスライドする窓の番号を表している。窓幅 100 サンプルの窓を 10 サンプルずつスライドさせ、窓内の最大値 (y_i) と最小値 (z_i) を求める。すべての最大値のなかの中央値 (Y) を上限のしきい値とし、すべての最小値のなかの中央値 (Z) を下限のしきい値とした。Fig3.4 に示すように、 Y より低い値は 0 に、 Z より高い値は 1 に、その間の区間は線形になるように正規化した。

EMG 信号を正規化する一般的な手法は、最大随意収縮 (Maximal Voluntary Contraction : MVC) 時の筋活動量に対する割合を用いた 100%MVC 法である。100%MVC 法では、計測対象の筋肉を被験者の意志で最大出力したときの活動量を基準として筋活動量を割合で表現する。

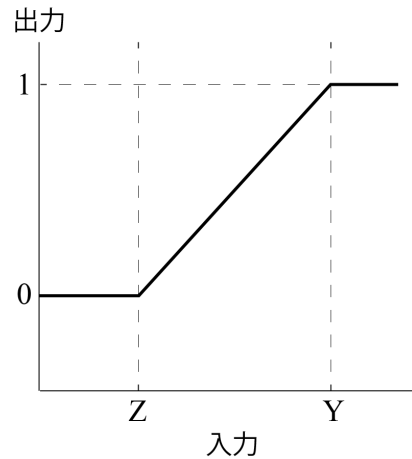


Fig 3.4: 正規化

システム構築の初期段階で 100%MVC 法による正規化をおこなっていたが、正規化後の値が小さいため扱いにくかった。歩行運動で観測される筋活動量は値が小さいため、上記の正規化を新たに提案した。

3.3 可聴化

生体情報可聴化の先行研究 [14] で述べられている overtone-mapping という手法を発展させ、筋肉の協調パターンが表現できるような音デザインを提案した。

3.3.1 パラメータマッピング可聴化

EMG 信号の各チャンネルは周波数の異なる正弦波の振幅にマッピングされる。正弦波の周波数は和音の構成音を割り当てた。Table 3.1 に周波数の割当を示す。複数の筋肉が協調して活発になるとまとまった一つの和音（C メジャー）に聞こえる。

Table 3.1: 筋肉と音の割当

チャンネル	筋肉	音名	周波数 (Hz)
1	腓腹筋	C5	523
2	前脛骨筋	G4	392
3	大腿直筋	E4	330
4	大臀筋	C4	262

歩行周期のなかで 4 つの筋肉は協調してパターンを形成し、その結果としてリズミカルな調和を生み出す。歩行周期中の筋活動パターンを Fig.3.5 に示す。歩行周期の初期と末期に大臀筋と大腿直筋、前脛骨筋が活発になる。腓腹筋は歩行周期開始から 40% から 60% の時点で活発になる。これらの筋活動の概形が複数の音高を持つ音の音量の変化として聞こ

える。可聴化の対象とする筋肉をこれ以上増やすと聞き分けが困難になると判断したため、このシステムでは 4ch のみ可聴化した。

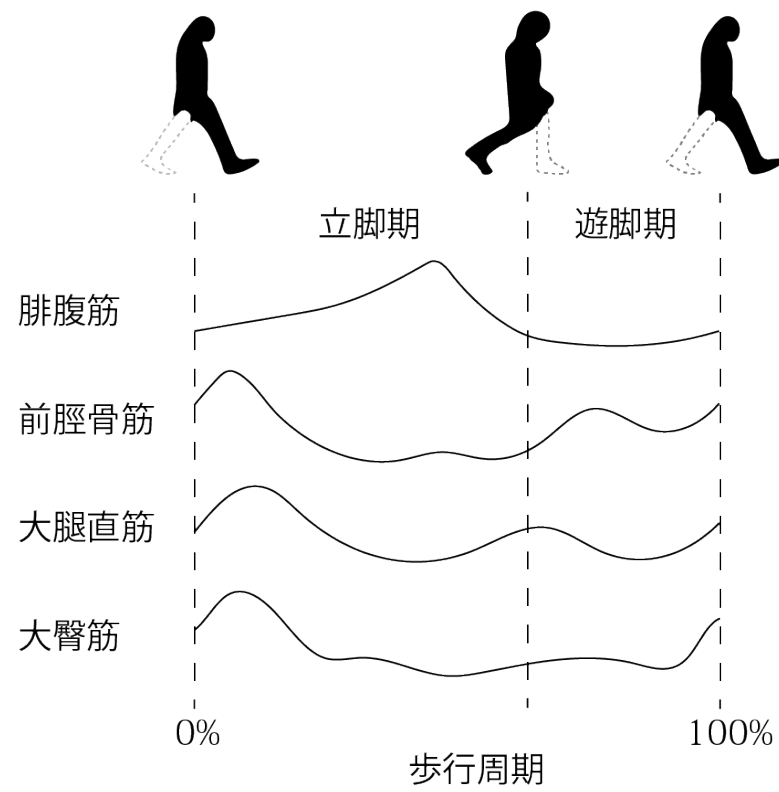


Fig 3.5: 歩行周期中の筋活動パターン ([15], [16] より改変)

第4章 評価実験

本章では3章で示したシステムの評価実験について述べる。実験1では、可聴化した音の有無が歩行にどのような影響を与えるかを健常者を対象に調べた。実験2では、実験1の歩行データを可聴化した音を実験参加者に聞かせて個人を判別する実験を実施した。

4.1 実験1

4.1.1 目的

3章で示したシステムから出力される可聴化音が装着者の歩行にどのような影響を与えるかを調査する。

4.1.2 条件

男性2名、女性1名、23～24歳の3名の健常者が実験に参加した。実験は筑波大学病院内の未来医工学融合研究センター（CIME）で実施した。実験参加者は実験開始前に12個のセンサーを装着した。センサーを貼付した場所はFig.3.2上に示したとおりである。歩行周期を測るために、踵部分に圧力センサーを組み込んだシューズを実験参加者は装着した。モーションキャプチャシステムで歩速と歩幅を計測した。

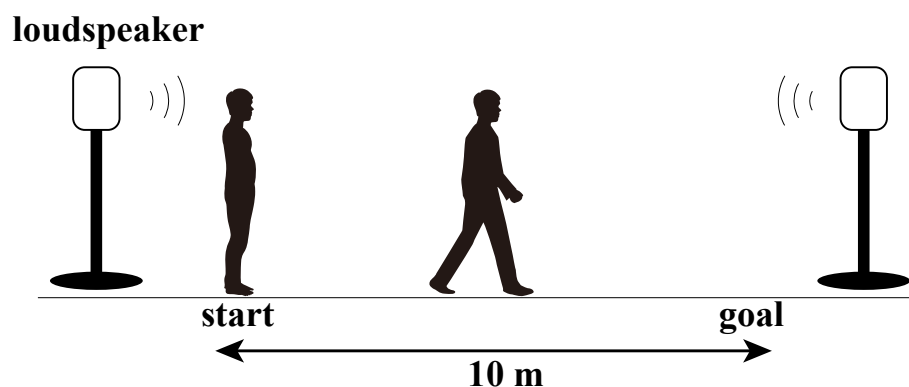


Fig 4.1: 実験環境

4.1.3 手順

実験参加者は平坦な室内の床面に貼られた直線状のテープの上を10m歩行した。この歩行を音提示なし条件（No Sound 条件）と音提示あり条件（Sound 条件）で実施した。

Fig.4.1 に実験環境を示す。音の提示に用いるラウドネススピーカは歩行開始地点の後ろと歩行終了地点の前に設置した。

No Sound 条件では、センサーを装着した状態で音の提示をせずに歩行した。この施行を3 施行おこなった。

Sound 条件では、装着者の右側の大臀筋、前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋をリアルタイムで可聴化した音を提示した。実験参加者は歩行運動中に自身の下肢の筋活動を聞くことになる。この施行を10 施行おこなった。

実験参加者には音に注意を向け、普段歩いているときの速度で歩くように指示した。

4.1.4 結果

すべての実験参加者の歩速と歩幅を音の提示条件間で比較した。実験参加者ごとに条件間の歩速を比較した結果を Fig.4.2 に示す。対応がある t 検定をおこなったが有意差はみられなかった。

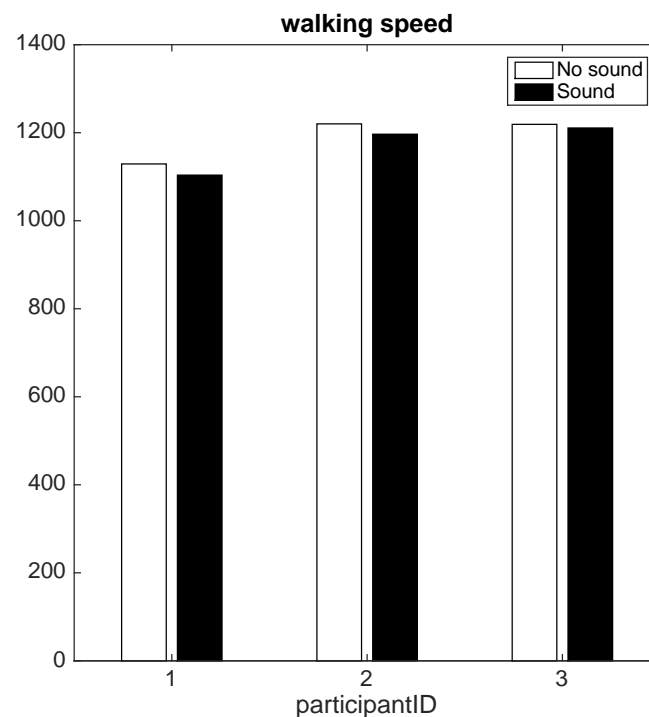


Fig 4.2: 実験 1 の結果：歩速

実験参加者ごとに条件間で歩幅を比較した結果を Fig.4.3 に示す。対応がある t 検定をおこなったが有意差はみられなかった。

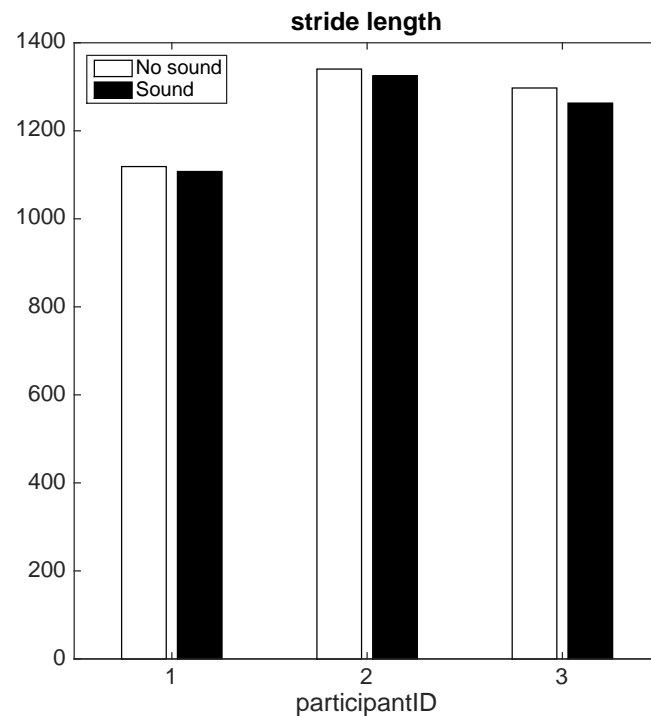


Fig 4.3: 実験 1 の結果：歩幅

4.2 実験 2

4.2.1 目的

この実験では、本研究で構築したシステムが可聴化した音によって筋活動パターンの個性が表現できているかどうかを調査する。

4.2.2 条件

男性 7 名，女性 3 名，22～24 歳の 10 名の健常者が参加した。本実験は Google Form を用いて実施した。刺激音には実験 1 で計測した 3 名の歩行データをオフラインで可聴化し，長さが 4～5 秒程度の定常区間になるように切り取ったものを使用した。3 名を区別するために A,B,C とラベル付けした。3 名の歩行データ×3 種類からなる 9 個の刺激音を作成した。これらの刺激音とは別に，リファレンス用の刺激音（以後，リファレンスと呼ぶ）を，3 名×1 種類の合計 3 個作成した。

4.2.3 手順

Fig.4.4 に実験の手順を示す。実験は I 部と II 部の二部で構成される。

I 部では，実験参加者は A,B,C が明らかになっている 3 個のリファレンスを聞く。Fig.4.4 中の A_{ref} , B_{ref} , C_{ref} がリファレンスに該当する。

Ⅱ部では，実験参加者は9個の刺激音を聞き，3名のうち1名を答える三者択一方式で回答した．Fig.4.4 中では X_1 ， X_2 が該当する．必要に応じてリファレンスを聞き返すことは可能とした．

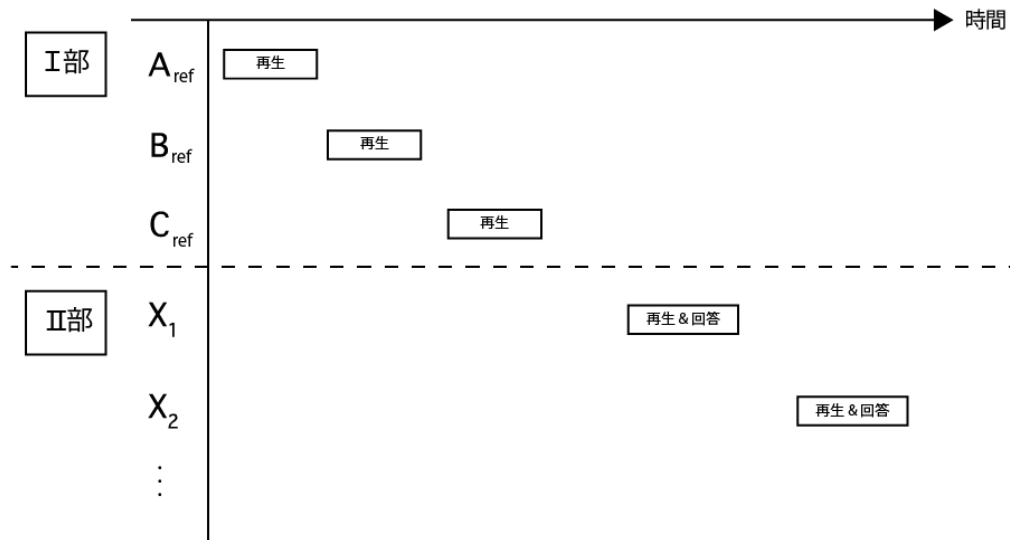


Fig 4.4: 実験手順

4.2.4 結果

実験参加者ごとの正答率を Fig.4.5 に示す．平均正答率は 67%であった．回答は三者択一方式のため，チャンスレベルは 33%である．実験参加者 ID6 のみチャンスレベルを下回った．カイ二乗検定を用いて検定した結果，有意差が認められた ($p < 0.05$).

正解データ A,B,C に対しての回答の集計結果を Fig.4.6~4.8 に示す．

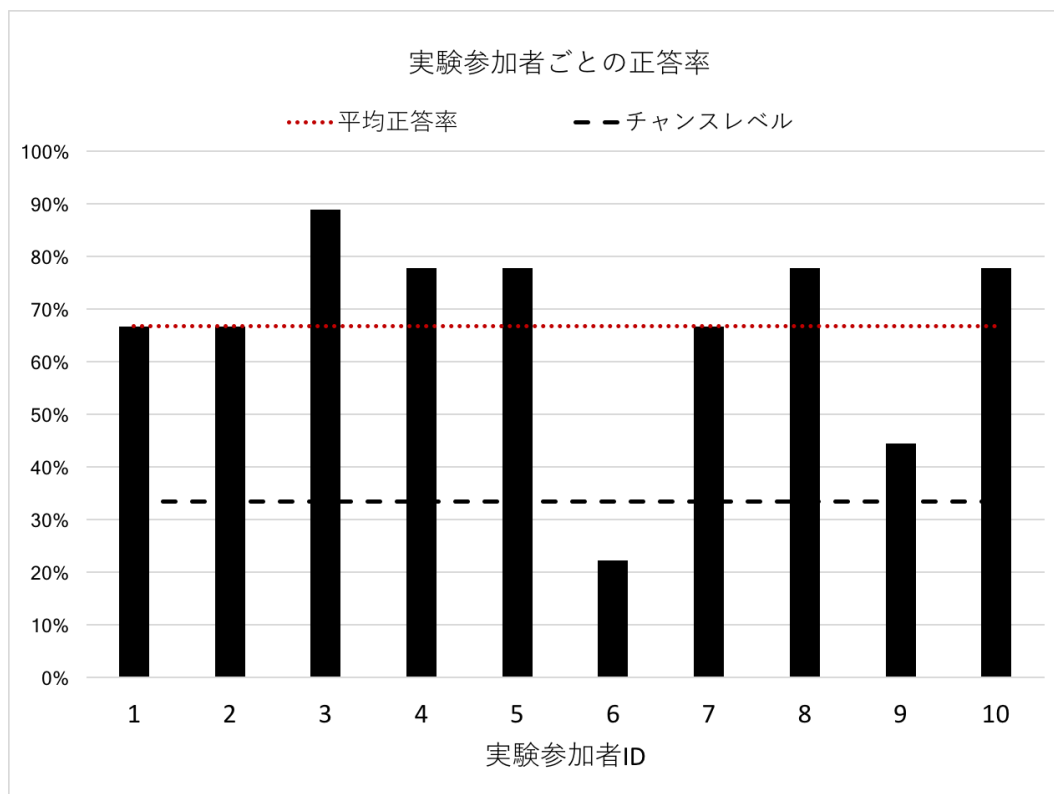


Fig 4.5: 正答率

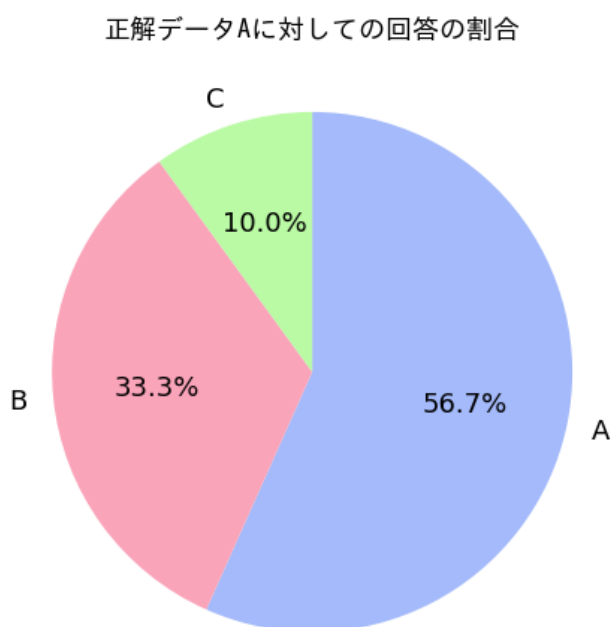


Fig 4.6: 正解データ A に対する回答の割合

正解データBに対する回答の割合

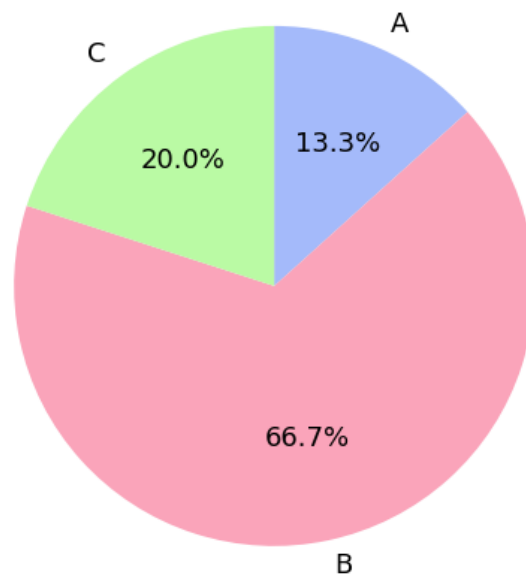


Fig 4.7: 正解データ B に対する回答の割合

正解データCに対する回答の割合

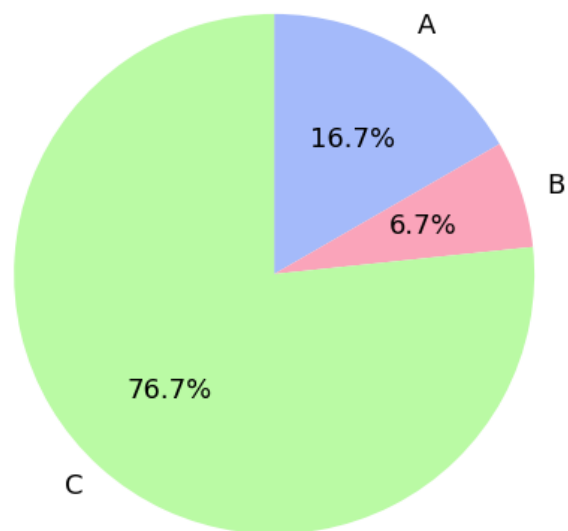


Fig 4.8: 正解データ C に対する回答の割合

4.3 考察

4.3.1 実験1

実験結果より、現段階のシステムによるフィードバックは歩速や歩幅を有意に変化させることはなかった。少なくとも、歩行の障害にはなっていないと考えられる。

実験デザインで歩行距離を 10m としたが、音によるフィードバックの影響があらわれるまえに歩ききってしまったために、歩速や歩幅に影響がなかった可能性がある。トレッドミルなどを用いて、より長い時間の歩行運動を計測すると違いが出ると推測される。

そもそも音に注意が向けられておらず、聞き流されてしまった可能性も考えられる。音に注意を向けて歩行するように教示をして実験することも今後の課題として挙げられる。

また、音デザインに採用した正弦波の音高の差が小さいため、個々の正弦波の聞き分けが容易ではなかったとも考えられる。その場合、音の結びつきが強すぎて一つの音に聞こえてしまい、音の表現が劣化したために正答率が下がったと考えられる。

4.3.2 実験2

実験2の結果から、本研究で構築したシステムが個人の歩行パターンを表現できている可能性が示唆された。最も正答率が低いのは正解データが A の問題だが、実験で使用了3問の正答率はそれぞれ 40%, 50%, 80%と偏りがあった。

実験後の自由コメントに、音の立ち上がりのタイミングと音量の変化の速さが聞き分ける手がかりになったと答えた実験参加者がいた。このことから、可聴化音は歩行パターンの個人差が反映できていると推測される。

第5章 まとめと今後の課題

5.1 まとめ

本研究は歩行障害者を対象とする歩行リハビリテーション支援のために、歩行中の下肢の筋電位をリアルタイムに可聴化するシステムを構築した。構築したシステムは、ワイヤレス筋電計センサーから受信した EMG 信号を整流化・ダウンサンプリング・正規化して音のパラメータにマッピングする。可聴化音は、重畳したときに和音を構成するような4つの異なる音高の正弦波で構成される。

歩行者に下肢の筋肉の活動を音でフィードバックすることで歩容にどのような変化があるか調査する実験を実施し、3名の健常者が参加した。結果は、音のフィードバック有り無し条件間で歩速・歩幅ともに有意差はみられなかった。

次に、可聴化音が個人の歩行パターンを反映できているか調べる目的で三者択一方式の聞き取りテストを実施した。実験結果は、10名が回答して平均で67%の正答率であった。チャンスレベルは33%であり、カイ二乗検定で検定した結果、有意差がみられた ($p < 0.05$)。このことから、個人の歩行パターンは表現できていたと考えられる。

5.2 今後の課題

今後の課題としては、システムで使用するラップトップを1台に減らすこと、歩行障害を持つ人を対象とした評価実験があげられる。可聴化音を構成する正弦波の音程を広くした音デザインでの実験も検討していきたいと考えている。

謝辞

この論文を執筆するに当たり、手厚くご指導してくださった本学図書館情報メディア系の平賀譲先生、寺澤先生に深く感謝いたします。また、本学システム情報系の鈴木健嗣先生、門根秀樹先生、本学図書館情報メディア系の松原正樹先生、筑波技術大学の井口正樹先生には研究に関して相談に乗っていただき、数多くのご助言をいただきました。また、同研究室の学生の皆様にも感謝の意を評します。最後に、私の人生を支えてくださった両親に心より感謝します。

参考文献

- [1] 長谷公隆. 筋電図バイオフィードバック療法. 総合リハビリテーション, Vol. 32, No. 12, pp. 1167–1173, 2004.
- [2] 脳卒中治療ガイドライン委員会. 脳卒中治療ガイドライン 2009, 2-2:歩行障害に対するリハビリテーション, pp. 300–304. 協和企画, 2009.
- [3] Thomas Hermann, Andy Hunt, and John G. Neuhoff. *The Sonification Handbook*, chapter 2 Theory of Sonification. Logos Verlag Berlin, 2011.
- [4] Thomas Hermann. Taxonomy and definitions for sonification and auditory display. *Proceedings of the 14th International Conference on Auditory Display*, 2008.
- [5] Alexander S. Aruin, Timothy A. Hanke, and Asha Sharma. Base of support feedback in gait rehabilitation. *International Journal of Rehabilitation Research*, Vol. 26, No. 4, pp. 309–312, 2003.
- [6] Jiajun Yang and Andy Hunt. Sonic trainer: real-time sonification of muscular activity and limb positions in general physical exercise. *Proceedings of ISON 2013, 4th Interactive Sonification Workshop*, 2013.
- [7] キルステンゲッツ・ノイマン. 観察による歩行分析. 医学書院, 2005.
- [8] 山田敬喜 (編) . ぜんぶわかる筋肉の名前としくみ事典 - 部位別にわかりやすくビジュアル解説. 成美堂出版, 7 2012.
- [9] mussle.jpg. https://muddyfox-mf26rsk.c.blog.so-net.ne.jp/_images/blog/_57f/muddyfox-mf26rsk/mussle.jpg?c=a1.
- [10] 木塚朝博, 木竜徹, 増田正, 佐渡山亜兵. 表面筋電図 (バイオメカニズム・ライブラリー). 東京電機大学出版局, 2006.
- [11] Trigno. <https://www.delsys.com/products/wireless-emg/>. Accessed: 2019-01-01.
- [12] Open sound control. <http://opensoundcontrol.org>.
- [13] SuperCollider. <https://supercollider.github.io>. Accessed: 2018-12-17.
- [14] Terasawa Hiroko, Josef Parvizi, and Chris Chafe. Sonifying ECoG seizure data with overtone mapping: A strategy for creating auditory gestalt from correlated multichannel data. *Proceedings of the 14th International Conference on Auditory Display*, 2012.
- [15] 歩行中の筋活動. <https://1.bp.blogspot.com/-szDFdUSb25c/VshsIJiuPFI/AAAAAAAAAgI/sywuSzInUZk/s1600/15.png>.

- [16] Bonnefoy-Mazure Alice, Armand Stéphane, Sagawa Junior Yoshisama, Hoffmeyer Pierre, Suvà Domizio, Miozzari Hermes, and Turcot Katia. Evolution of knee kinematics three months after total knee replacement. *Gait & Posture*, Vol. 41, No. 2, pp. 624–629, 2015.

付 録 A 実験2で用いた Google Form

問題の順番は実験参加者ごとにランダム化される。

リスニングテスト

歩いているときの筋肉の活動を音にしました。
Aさん、Bさん、Cさんの3名が歩いているときの音を用意しました。
音を聞いて誰が歩いているときの音が当ててください。
問題は全部で9問あります。
<https://drive.google.com/drive/folders/0BxJtwfVFTyxlUmdyYkR6aWRWSkU?usp=sharing>
音声ファイルは上のURLのGoogle Drive上にあります。
はじめにAさん,Bさん,Cさんの歩いているときの音を聞いてください。
(例：Aさんの歩いているときの音は“A.wav”です)
Aさん,Bさん,Cさんの歩いているときの音は何度聞いても構いません。
なるべく音質の良い環境で聞いてください。

それでは以下の問題に答えてください。

*必須

Track 8.wav *

選択 ▼

Track 6.wav *

選択 ▼

Track 4.wav *

選択 ▼

Track 1.wav *

選択 ▼

Track 7.wav *

選択 ▼

Track 3.wav *

選択 ▼

Track 9.wav *

選択 ▼

Track 2.wav *

選択 ▼

Track 5.wav *

選択 ▼

次へ

Google フォームでパスワードを送信しないでください。

このコンテンツは Google が作成または承認したものではありません。不正行為の報告 - 利用規約

Google フォーム

付 録 B 実験 2 で用いた刺激音のファイル名 と正解ラベルの対応

ファイル名	正解ラベル
Track 1.wav	C
Track 2.wav	A
Track 3.wav	B
Track 4.wav	C
Track 5.wav	B
Track 6.wav	A
Track 7.wav	B
Track 8.wav	C
Track 9.wav	A